



(19)



Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets

(11)

EP 0 731 362 A1

(12)

EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

(43) Veröffentlichungstag:
11.09.1996 Patentblatt 1996/37

Reg.

(51) Int Cl.⁶: G01R 33/563, A61B 5/055

(21) Anmeldenummer: 96200469.3

(22) Anmeldetag: 23.02.1996

= US 5.646.234 (615.845)

(84) Benannte Vertragsstaaten:
DE FR GB NL

(30) Priorität: 04.03.1995 DE 19507617 615.845

(71) Anmelder:
• Philips Patentverwaltung GmbH
22335 Hamburg (DE)
Benannte Vertragsstaaten:
DE
• PHILIPS ELECTRONICS N.V.
5621 BA Eindhoven (NL)
Benannte Vertragsstaaten:
FR GB NL

(72) Erfinder: D 95.018 G 80.167 - ML 1434
• Rasche, Volker
D-22335 Hamburg (DE)
• Röschmann, Peter
D-22335 Hamburg (DE)

(74) Vertreter: Hartmann, Heinrich, Dipl.-Ing. et al
Philips Patentverwaltung GmbH,
Röntgenstrasse 24
D-22335 Hamburg (DE)

(54) MR-Verfahren und MR-Gerät zur Durchführung des Verfahrens

(57) Die Erfindung betrifft ein MR-Verfahren zur Bestimmung der Kernmagnetisierungs-Verteilung in einem Untersuchungsbereich und zur Bestimmung der Position wenigstens einer Mikrospule, die sich in oder an einem im Untersuchungsbereich befindlichen Untersuchungsobjekt befindet, wobei

a) ein homogenes stationäres Magnetfeld auf den Untersuchungsbereich einwirkt,

b) wenigstens ein auf den Untersuchungsbereich einwirkender Hochfrequenzimpuls erzeugt wird,

c) unter dem Einfluß eines auf den Untersuchungsbereich einwirkenden magnetischen Gradientenfeldes nach dem Hochfrequenzimpuls ein in der Mikrospule induziertes MR-Signal detektiert wird,

d) aus dem detektierten MR-Signal die Position der Mikrospule in der durch das Gradientenfeld definierten Gradientenrichtung ermittelt wird,

e) die Schritte b) bis d) bei einer anderen Gradientenrichtung wiederholt werden und

f) mit einer weiteren Empfangsspulen-Anordnung MR-Signale zur Bestimmung der Kernmagnetisierungsverteilung detektiert werden, sowie eine Anordnung zur Durchführung des Verfahrens. Dabei wird eine Positionsbestimmung ohne zusätzliche

Meßsequenzen dadurch erreicht, daß die die Schritte b) und c) umfassenden Sequenzen fortlaufend unter Variation der Gradientenrichtung wiederholt werden und daß die Position der Mikrospule und die Kernmagnetisierungsverteilung aus gleichzeitig von der Mikrospule und von der Empfangsspulen-Anordnung detektierten MR-Signalen bestimmt werden.

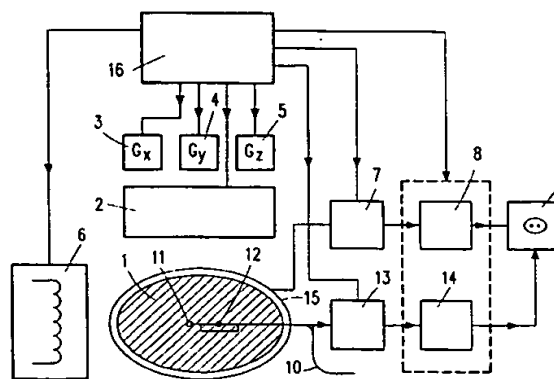


FIG. 1

slice-selection

Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein MR-Verfahren zur Bestimmung der Kernmagnetisierungs-Verteilung in einem Untersuchungsbereich und zur Bestimmung der Position wenigstens einer Mikrospule, die sich in oder an einem im Untersuchungsbereich befindlichen Untersuchungsobjekt befindet; wobei

- a) ein homogenes stationäres Magnetfeld auf den Untersuchungsbereich einwirkt,
- b) wenigstens ein auf den Untersuchungsbereich einwirkender Hochfrequenzimpuls erzeugt wird,
- c) unter dem Einfluß eines auf den Untersuchungsbereich einwirkenden magnetischen Gradientenfeldes nach dem Hochfrequenzimpuls ein in der Mikrospule induziertes MR-Signal detektiert wird,
- d) aus dem detektierten MR-Signal die Position der Mikrospule in der durch das Gradientenfeld definierten Gradientenrichtung ermittelt wird,
- e) die Schritte b) bis d) bei einer anderen Gradientenrichtung wiederholt werden und
- f) mit einer weiteren Empfangsspulen-Anordnung MR-Signale zur Bestimmung der Kernmagnetisierungsverteilung detektiert werden,

sowie ein MR-Gerät zur Durchführung dieses Verfahrens.

Als Mikrospule wird dabei und im folgenden eine Spule bezeichnet, die MR-Signale lediglich aus einem Bereich aufnehmen kann, der klein ist im Vergleich zum gesamten Untersuchungsbereich. Als Gradientenrichtung wird die Richtung bezeichnet, in der der Gradient des magnetischen Gradientenfeldes verläuft. MR steht für magnetische Resonanz.

Ein MR-Verfahren der eingangs genannten Art ist aus der US-PS 5 318 025 bekannt. Dabei sind eine bzw. mehrere Mikrospulen mit einem in den Körper eines Patienten eingeführten Instrument z. B. einem Katheter verbunden. Die Position der Mikrospule wird dabei durch drei aufeinanderfolgende Sequenzen bestimmt, die einen Hochfrequenzimpuls umfassen, wonach ein MR-Signal unter dem Einfluß eines magnetischen Gradientenfeldes empfangen wird. Die Gradientenrichtungen bei diesen drei Sequenzen entsprechen dabei der x-, der y- und der z-Richtung. Das Spektrum des MR-Signals, das der Fourier-Transformation des MR-Signals entspricht, hat in der Gradientenrichtung ein Maximum an der Stelle im Untersuchungsbereich, von der die Mikrospule ein MR-Signal aufnehmen kann. Somit läßt sich die Position der Mikrospule durch Bestimmung der Maxima in den drei Gradientenrichtungen ermitteln.

Die Positionsbestimmung kann durch Wiederholungen fortgeführt werden, solange dies erwünscht ist. Anderenfalls werden mit einer zusätzlichen Empfangsspulen-Anordnung die MR-Daten ermittelt, aus denen sich die Kernmagnetisierungsverteilung im Untersuchungsbereich, d.h. ein MR-Bild ableiten läßt. Die Ermittlung

der MR-Positionsdaten und der MR-Bilddaten kann auch abwechselnd erfolgen. Die Positionsdaten können dabei in das erzeugte MR-Bild eingeblendet werden, so daß ein Untersucher die Position des Instruments (Katheter) fortlaufend bestimmen und im MR-Bild erkennen kann.

Von Nachteil ist dabei, daß die Bilddaten und die Positionsdaten aus MR-Signalen abgeleitet werden müssen, die zu unterschiedlichen Zeitpunkten detektiert wurden. Bei der Darstellung der Position der Mikrospule im MR-Bild können sich daher Fehler ergeben, wenn sich die Anatomie des Patienten beispielsweise durch Bewegung oder einen chirurgischen Eingriff ändert. Weiterhin ist von Nachteil, daß die zur Positionsbestimmung erforderlichen Sequenzen zusätzlich zu den zur Bildgebung erforderlichen Sequenzen erzeugt werden müssen, wodurch die Belastung für den Patienten erhöht wird.

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, ein Verfahren der eingangs genannten Art so auszugestalten, daß die geschilderten Fehler bei einer Änderung der Anatomie weitgehend unterbleiben und die HF-Belastung für den Patienten verringert wird.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß die Schritte b) und c) umfassenden Sequenzen fortlaufend unter Variation der Gradientenrichtung wiederholt werden und daß die Position der Mikrospule und die Kernmagnetisierungsverteilung aus gleichzeitig von der Mikrospule und von der Empfangsspulen-Anordnung detektierten MR-Signalen bestimmt werden.

Wesentlich für die Erfindung ist, daß auch bei der Erfassung der MR-Signale aus denen das MR-Bild des Untersuchungsbereichs abgeleitet wird, die Gradientenrichtung von Sequenz zu Sequenz geändert wird. Das heißt, die MR-Bilddaten werden nach der sogenannten Projektions-Rekonstruktionsmethode akquiriert, die z.B. aus der DE-OS 43 19 539 bekannt ist und bei der zwischen dem bzw. den Hochfrequenzimpuls(en) und der Erfassung des MR-Signals keine Phasencodierung durch ein während dieses Zeitintervalls wirksames Gradientenfeld erfolgt. Deshalb läßt sich aus aufeinanderfolgenden MR-Signalen, die die Mikrospule detektiert, während die Empfangsspulen-Anordnung die MR-Signale für das MR-Bild empfängt, fortlaufend die Position der MR-Spule bestimmen ohne daß die Zahl der Sequenzen erhöht werden muß. Die MR-Daten für das MR-Bild und für die Positionsbestimmung werden dabei gleichzeitig gewonnen, so daß die geschilderten Fehler beispielsweise bei einer Bewegung des Untersuchungsobjektes weitgehend vermieden werden.

Theoretisch kann man die Position der Mikrospule auch dann bestimmen, wenn die Gradientenrichtungen bei aufeinanderfolgenden Sequenzen nur wenig voneinander abweichen. In der Praxis ergeben sich jedoch dabei Fehler, die um so kleiner sind, je größer der Winkel zwischen den Gradientenrichtungen bei aufeinanderfolgenden Sequenzen ist; ein Minimum dieses Feh-

lers ergibt sich, wenn die zur Positionsbestimmung herangezogenen Gradientenrichtungen um 90° differieren.

Eine in diesem Sinne für die Positionsbestimmung in einem zweidimensionalen Bereich geeignete Weiterbildung der Erfindung sieht vor, daß die Gradientenrichtung von Sequenz zu Sequenz so variiert wird, daß zwei aufeinanderfolgende Sequenzen jeweils ein Paar bilden, dessen Gradientenrichtungen wesentlich voneinander abweichen, vorzugsweise um 90° .

Eine für die drei-dimensionale Lokalisierung der Mikrospule geeignete Ausgestaltung des Verfahrens sieht vor, daß die Gradientenrichtung von Sequenz zu Sequenz so variiert wird, daß drei aufeinanderfolgenden Sequenzen jeweils ein Tripel bilden, dessen Gradientenrichtungen wesentlich voneinander abweichen, vorzugsweise um 90° , wobei jede Gradientenrichtung außerhalb der durch die beiden anderen Gradientenrichtungen definierten Ebenen liegt.

Eine Anwendungsmöglichkeit des erfindungsgemäßen MR-Verfahrens besteht in der Detektion des Atmungszustandes mittels einer der Atmungsbewegung eines im Untersuchungsbereich befindlichen Patienten folgenden Mikrospule.

Ein MR-Gerät zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens, das versehen ist mit

- a) Mitteln zum Erzeugen eines homogenen stationären Magnetfeldes in einem Untersuchungsbe-
reich,
- b) Mitteln zum Erzeugen von auf den Untersu-
chungsbereich einwirkenden Hochfrequenzimpul-
sen,
- c) Mitteln zum Erzeugen von auf den Untersu-
chungsbereich einwirkenden magnetischen Gradi-
entenfeldern mit steuerbarer Gradientenrichtung,
- d) wenigstens einer Mikrospule zur Detektion von
MR-Signalen in Verbindung mit einem ersten Emp-
fänger,
- e) einer weiteren Empfangsspulen-Anordnung zur
Detektion von MR-Signalen in Verbindung mit ei-
nem zweiten Empfänger,
- f) Mitteln zum Bestimmen der Position der Mikro-
spule aus den vom ersten Empfänger aufgenommenen
MR-Signalen,
- g) Mitteln zum Bestimmen der Kernmagnetisie-
rungsverteilung aus den vom zweiten Empfänger
aufgenommenen MR-Signalen,
- h) einer Steuereinheit zur Steuerung der übrigen
Komponenten des MR-Gerätes

ist dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinheit die beiden Empfänger und die Mittel zum Erzeugen der magnetischen Gradientenfeldern derart steuert, daß die Sequenzen fortlaufend unter Variation der Gradientenrichtung wiederholt werden und daß die Position der Mikrospule und die Kernmagnetisierungsverteilung aus gleichzeitig von den beiden Empfängern aufgenommenen MR-Signalen bestimmt werden.

Die Erfindung wird nachfolgend anhand der Zeichnung näher erläutert. Es zeigen:

- Fig. 1 ein MR-Gerät mit dem die Erfindung ausführ-
bar ist,
- Fig. 2 den zeitlichen Verlauf verschiedener Signale
bei zwei aufeinanderfolgenden Sequenzen,
- Fig. 3 die Lage der Pfade, längs derer die MR-Si-
gnale im k-Raum erfaßt werden,
- Fig. 4 die Bestimmung der Lage einer Mikrospule
aus den bei zwei aufeinanderfolgenden Mes-
sungen gewonnenen Positionsdaten.

In Fig. 1 ist mit 1 ein Untersuchungsobjekt bezeich-
net, das sich in einem Untersuchungsbereich befindet,
der einem homogenen stationären Magnetfeld ausge-
setzt ist, das von einem Hauptfeldmagneten 2 erzeugt
wird. Das stationäre homogene Magnetfeld kann mittels
dreier Gradientenanordnungen 3, 4 und 5 modifiziert
werden, die ein magnetisches Gradientenfeld erzeu-
gen, das ebenfalls in Richtung des homogenen statio-
nären Magnetfeldes verläuft, das jedoch in x-, y- oder
z-Richtung einen Gradienten aufweist. Weiterhin ist ein
Hochfrequenzsender 6 vorgesehen, der im Untersu-
chungsbereich impulsweise ein hochfrequentes Ma-
gnetfeld erzeugen kann.

Die im Untersuchungsobjekt erzeugten MR-Signale
werden von einer Empfangsspulen-Anordnung 15 (die
aus einer oder mehreren Empfangsspulen bestehen
kann) in Verbindung mit einer Empfängeranordnung 7
detektiert (die einen oder mehrere Empfangskanäle auf-
weisen kann). Aus den digitalisierten MR-Signalen wird
nach einer Fourier-Transformation in einer Rekonstruk-
tionseinheit 8 die Kernmagnetisierungsverteilung im
Untersuchungsbereich rekonstruiert und in Form eines
MR-Bildes auf einer Wiedergabeeinheit 9 wiedergege-
ben.

In das Untersuchungsobjekt 1 ist ein chirurgisches
Instrument eingeführt, beispielsweise ein Katheter 10,
an dessen Spitze - und ggf. noch an einer weiteren Ste-
lle - eine Mikrospule 11 bzw. 12 befestigt ist. Die Mikro-
spulen 11 bzw. 12 können den in Fig. 2a bzw. 2b der US-
PS 5 318 025 beschriebenen Aufbau haben. Die von
den Mikrospulen 11, 12 gelieferten Signale werden ei-
ner (erforderlichenfalls - d.h. wenn mehrere, nicht in Se-
rie geschaltete Mikrospulen benutzt werden -) mehrka-
naligen Empfängeranordnung 13 und nach einer Fou-
rier-Transformation einer Auswerteeinheit 14 zugeführt,
die die Maxima ermittelt und aus zwei aufeinanderfol-
genden Sequenzen die Position der Mikrospule (N) er-
mittelt und in das auf der Wiedergabeeinheit 9 darge-
stellte MR-Bild einblendet. Wie gestrichelt angedeutet,
können die Komponenten 8 und 14 mittels eines geeig-
net programmierten Rechners realisiert werden. Die
Komponenten 2 bis 15 werden durch eine programmier-
bare Steuereinheit 16 gesteuert.

Wie aus Fig. 2 ersichtlich, folgen die Sequenzen in
dem durch die gestrichelten Linien angedeuteten zeitli-

chen Abstand T_r aufeinander. In jeder Sequenz wird ein Hochfrequenzimpuls erzeugt (1. Zeile), der von einem Schichtselektionsgradienten begleitet wird, z.B. dem von der Gradientenanordnung 5 erzeugten Gradienten G_z (2. Zeile). Nach dem Hochfrequenzimpuls werden die beiden zum Schichtselektionsgradienten senkrechten Gradienten G_y und G_x eingeschaltet (3. bzw. 4. Zeile von Fig. 2), wobei die Polarität des Gradienten nach einer vorbestimmten Zeitspanne wechselt. Nach dem Wechsel wird das MR-Signal abgetastet, solange die Gradientenfelder G_x , G_y wirksam sind. Diese Gradientenfelder werden im folgenden auch als "Lesegradienten" bezeichnet. Bei dem dargestellten zeitlichen Verlauf dieser Gradientenfelder bedeutet das, daß bei der Erfassung des MR-Signals der k-Raum längs einer Geraden abgetastet wird, die durch den Nullpunkt des k-Raums verläuft und zu dem Nullpunkt symmetrisch ist.

Bei der nächsten Sequenz haben der Hochfrequenzimpuls (1. Zeile), der Schichtselektionsgradient (2. Zeile) und das Abtastintervall (5. Zeile) den gleichen zeitlichen Verlauf bzw. die gleiche zeitliche Lage innerhalb der Sequenz, jedoch sind die Lesegradienten G_x , G_y (3. und 4. Zeile) so geändert, daß ihr Betrag die gleiche Größe hat, wie in der vorangegangenen Sequenz, daß ihre Gradientenrichtung jedoch um 90° geändert ist. Die beiden in Fig. 2 dargestellten Sequenzen bilden also ein Paar, dessen Gradientenrichtungen miteinander einen Winkel von 90° bilden. Bei den darauffolgenden Sequenzen wird die Gradientenrichtung so variiert, daß jeweils zwei aufeinanderfolgende Sequenzen ein Paar mit um 90° versetzter Gradientenrichtung bilden, bis der k-Raum einmal vollständig abgetastet wird. Danach wiederholt sich die Sequenzenfolge solange, wie die Beobachtung des Katheters 10 erforderlich ist.

Fig. 3 zeigt die Pfade, längs derer der k-Raum bei den einzelnen Sequenzen abgetastet wird. Dabei steht S_1 für die 1. Sequenz, S_2 für die 2. Sequenz usw. Man erkennt, daß S_1 und S_2 ein Paar mit um 90° versetzter Gradientenrichtung bilden, ebenso S_3 und S_4 sowie S_5 und S_6 usw.

Da die MR-Signale unter der Einwirkung eines Lesegradienten (G_x , G_y) ausgelesen werden, ändert sich die Frequenz dieser Signale linear mit der Lage ihres Entstehungsortes in bezug auf die Gradientenrichtung. Da die Mikrospulen MR-Signale nur aus dem sie unmittelbar umgebenden Bereich aufnehmen können, während sie für MR-Signale aus weiter entfernt liegenden Bereichen praktisch unempfindlich sind, bedeutet dies, daß das in einer Mikrospule induzierte MR-Signal praktisch nur eine Frequenz aufweist, die von der Lage der Mikrospule abhängt. Diese Frequenz läßt sich aus dem Spektrum des MR-Signals (d.h. der Fouriertransformierten des MR-Signals) bestimmen, als diejenige Stelle an der das Spektrum seinen Maximalwert hat. Somit kann aus der Frequenzanalyse des MR-Signals die Position der Mikrospule in Gradientenrichtung bestimmt werden. Dies ist im einzelnen in der US-PS 5 318 025 beschrieben, worauf ausdrücklich Bezug genommen

wird.

Fig. 4 erläutert die genaue Lokalisierung der Mikrospule. Dabei ist mit x und y ein feststehendes Koordinatensystem bezeichnet, innerhalb dessen die Kernmagnetisierungsverteilung bestimmt wird und mit u und v die Gradientenrichtungen von zwei aufeinanderfolgenden Sequenzen z. B. den Sequenzen S_5 und S_6 . u_1 sei dabei die bei der 5. Sequenz in Gradientenrichtung ermittelte Position der Mikrospule, während v_1 die bei der 6. Sequenz ermittelte Position darstellen möge. Dann ergibt sich die Lage M der Mikrospule aus dem Schnittpunkt der die Achsen u und v in den Punkten u_1 und v_1 schneidenden senkrechten Geraden. Da bei den einzelnen Sequenzen die Gradientenrichtungen u und v vorbekannt sind, läßt sich daraus die Position x_1 , y_1 in dem feststehenden x,y -Koordinatensystem ermitteln. Diese Position kann in das MR-Bild auf der Wiedergabeeinheit 9 eingeblendet werden.

Grundsätzlich ist es nicht erforderlich, daß die Gradientenrichtungen der jeweils ein Paar bildenden Sequenzen senkrecht zueinander stehen; theoretisch läßt sich die Position der Mikrospule auch dann ermitteln, wenn sich die Gradientenrichtungen u und v nur um einen kleinen Winkel unterscheiden, jedoch ist die Ungenauigkeit bei der Positionsbestimmung um so größer, je mehr der Winkel zwischen den Gradientenrichtungen von 90° abweicht. Deshalb sollte der Winkel zwischen den Gradientenrichtungen größer als 30° sein, insbesondere größer als 60° und vorzugsweise 90° betragen.

Zur Erzeugung eines MR-Bildes der Kernmagnetisierungsverteilung aus den MR-Signalen der Empfangsspulen-Anordnung sind im allgemeinen N MR-Signale erforderlich, wobei N wesentlich größer ist als aus Fig. 3 ersichtlich und z.B. 128 beträgt. Der Zeitraum der für ein vollständig neues MR-Bild der Kernmagnetisierungsverteilung erforderlich ist, beträgt also NT_r . Bei der Rekonstruktion der Kernmagnetisierungsverteilung wird jedoch das MR-Bild fortlaufend durch die neu hinzugekommenen Projektionen (eine Projektion ist die Fouriertransformierte eines MR-Signals) ergänzt, indem die Differenz zwischen dieser Projektion und der N Sequenzen zuvor - für die gleiche Gradientenrichtung ermittelte Projektion gebildet und daraus eine aktualisierte Kernmagnetisierungsverteilung bestimmt wird. Von Vorteil ist dabei, daß jede Projektion für den gesamten Untersuchungsbereich sowohl hochfrequente als auch niederfrequente Informationsanteile enthält.

Obwohl es also relativ lange dauert, bis sich das MR-Bild der Kernmagnetisierungsverteilung ändert, kann die Position der Mikrospule nach jedem Sequenzenpaar neu berechnet und in das MR-Bild eingeblendet werden. Die Aktualisierung der Position der MR-Spule erfolgt also wesentlich schneller als die Aktualisierung der MR-Bilder, nämlich jeweils nach dem Zeitraum $2T_r$.

Wenn die Aktualisierung der Mikrospulenposition noch schneller erfolgen soll, können bei geeigneter Abfolge der Gradientenrichtungen auch Sequenzen her-

angezogen werden, die nicht ein Paar bilden. Demgemäß würde die 1. Positionsbestimmung auf Basis der Sequenzen S1 und S2 erfolgen, während die nächste Positionsbestimmung nicht erst auf der Basis des nächsten Paares (S3-S4) erfolgen würde, sondern schon auf der Basis von S2 und S3. Dann sind die für die Berechnung der neuen Mikrospulenposition erforderlichen Signale schon jeweils nach dem Zeitraum T_r akquiriert. Allerdings ist der Winkel zwischen S2 und S3 nicht genau 90° , sondern etwas kleiner; gleichwohl ist auch hierbei eine zuverlässige Bestimmung der Mikrospulenposition noch möglich, wie vorstehend erläutert wurde.

Die anhand der Figuren 2 bis 4 erläuterte Sequenz erlaubt lediglich die Bestimmung der Mikrospulenposition innerhalb einer durch den schichtselektiven Hochfrequenzimpuls einer jeden Sequenz bestimmten Schicht, d.h. in einem zwei-dimensionalen Bereich. Es ist jedoch auch möglich, die Sequenz so zu ändern, daß die Kernmagnetisierungsverteilung und die Mikrospulenposition dreidimensional ermittelt wird. Zu diesem Zweck darf der Gradient G_z nicht während des Hochfrequenzimpulses wirksam sein, sondern er muß während des Auslesens des MR-Signals auf den Untersuchungsbereich einwirken - wie auch die Gradienten G_y und G_x . Während bei der zweidimensionalen Methode die Pfade, längs derer die MR-Signale im k -Raum abgetastet werden, den Umfang eines Kreises definieren (vgl. Fig. 3) müssen bei einer dreidimensionalen Methode die Endpunkte der Pfade die Oberfläche einer Kugel definieren. Dabei müssen die Gradientenrichtungen so variiert werden, daß jeweils drei aufeinanderfolgende Sequenzen ein Tripel bilden. Innerhalb dieses Tripels sollte jede Gradientenrichtung mit den beiden anderen Gradientenrichtungen - sowie mit der durch diese Gradientenrichtungen definierten Ebene - einen genügend großen Winkel bilden, d.h. einen Winkel, der größer ist als 30° , vorzugsweise größer als 60° , und der insbesondere 90° beträgt.

Vorstehend wurde eine (oder mehrere) Mikrospulen dazu benutzt, die Position eines chirurgischen Instruments, z.B. eines Katheters im Körper des Untersuchungsobjektes 1 zu bestimmen. Es ist aber auch möglich, beispielsweise bei Bewegungsstudien eines (Knie-) Gelenks Mikrospulen, z.B. auf dem Ober- und dem Unterschenkel anzubringen und die daraus resultierende Lageinformation bei der Auswertung des MR-Bildes einzusetzen.

Eine weitere Anwendungsmöglichkeit des erfindungsgemäßen Verfahrens besteht in der Bestimmung des zum Zeitpunkt der Akquisition der für ein MR-Bild erforderlichen MR-Signale bestehenden Atmungszustandes. Dazu wird eine Mikrospule an der Brust eines Patienten angebracht. Die Mikrospule folgt der Atembewegung, so daß aus ihrer Position der Atmungszustand ermittelt und mit dem MR-Bild visualisiert werden kann.

Patentansprüche

1. MR-Verfahren zur Bestimmung der Kernmagnetisierungsverteilung in einem Untersuchungsbereich und zur Bestimmung der Position wenigstens einer Mikrospule (11,12), die sich in oder an einem im Untersuchungsbereich befindlichen Untersuchungsobjekt (1) befindet, wobei

- a) ein homogenes stationäres Magnetfeld auf den Untersuchungsbereich einwirkt,
- b) wenigstens ein auf den Untersuchungsbereich einwirkender Hochfrequenzimpuls erzeugt wird,
- c) unter dem Einfluß eines auf den Untersuchungsbereich einwirkenden magnetischen Gradientenfeldes nach dem Hochfrequenzimpuls ein in der Mikrospule induziertes MR-Signal detektiert wird,
- d) aus dem detektierten MR-Signal die Position der Mikrospule in der durch das Gradientenfeld definierten Gradientenrichtung ermittelt wird,
- e) die Schritte b) bis d) bei einer anderen Gradientenrichtung wiederholt werden und
- f) mit einer weiteren Empfangsspulen-Anordnung MR-Signale zur Bestimmung der Kernmagnetisierungsverteilung detektiert werden

dadurch gekennzeichnet daß die die Schritte b) und c) umfassenden Sequenzen fortlaufend unter Variation der Gradientenrichtung wiederholt werden und daß die Position der Mikrospule (11,12) und die Kernmagnetisierungsverteilung aus gleichzeitig von der Mikrospule und von der Empfangsspulen-Anordnung (15) detektierten MR-Signalen bestimmt werden.

2. MR-Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Gradientenrichtung von Sequenz zu Sequenz so variiert wird, daß zwei aufeinanderfolgenden Sequenzen (z.B. S_1 , S_2) jeweils ein Paar bilden, dessen Gradientenrichtungen wesentlich voneinander abweichen, vorzugsweise um 90° .

3. MR-Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Gradientenrichtung von Sequenz zu Sequenz so variiert wird, daß drei aufeinanderfolgenden Sequenzen jeweils ein Tripel bilden, dessen Gradientenrichtungen wesentlich voneinander abweichen, vorzugsweise um 90° , wobei jede Gradientenrichtung außerhalb der durch die beiden anderen Gradientenrichtungen definierten Ebenen liegt.

4. Anwendung des MR-Verfahrens nach Anspruch 1 zur Detektion des Atmungszustandes mittels einer der Atembewegung eines im Untersuchungsbe-

reich befindlichen Patienten folgenden Mikrospule.

5. MR-Gerät zur Durchführung des Verfahrens nach Anspruch 1 mit

- a) Mitteln (2) zum Erzeugen eines homogenen stationären Magnetfeldes in einem Untersuchungsbereich, 5
- b) Mitteln (6) zum Erzeugen von auf den Untersuchungsbereich einwirkenden Hochfrequenzimpulsen, 10
- c) Mitteln (3,4,5) zum Erzeugen von auf den Untersuchungsbereich einwirkenden magnetischen Gradientenfeldern mit steuerbarer Gradientenrichtung, 15
- d) wenigstens einer Mikrospule (11,12) zur Detektion von MR-Signalen in Verbindung mit einem ersten Empfänger (13) mit einer der Zahl der Mikrospulen entsprechenden Anzahl von Empfangskanälen, 20
- e) einer weiteren Empfangsspulen-Anordnung (15) zur Detektion von MR-Signalen in Verbindung mit einem zweiten Empfänger (7),
- f) Mitteln zum Bestimmen der Position der Mikrospule aus den vom ersten Empfänger (13) aufgenommenen MR-Signalen, 25
- g) Mitteln (8) zum Bestimmen der Kernmagnetisierungsverteilung aus den vom zweiten Empfänger (7) aufgenommenen MR-Signalen,
- h) einer Steuereinheit zur Steuerung der übrigen Komponenten des MR-Gerätes, 30

dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinheit (16) die den Empfänger (7,13) und die Mittel (3,4,5) zum Erzeugen der magnetischen Gradientenfelder derart steuert, daß die Sequenzen fortlaufend unter Variation der Gradientenrichtung wiederholt werden, und daß die Position der Mikrospule (11,12) und die Kernmagnetisierungsverteilung aus gleichzeitig von den den Empfängern (7,13) aufgenommenen MR-Signalen bestimmt werden. 35 40

45

50

55

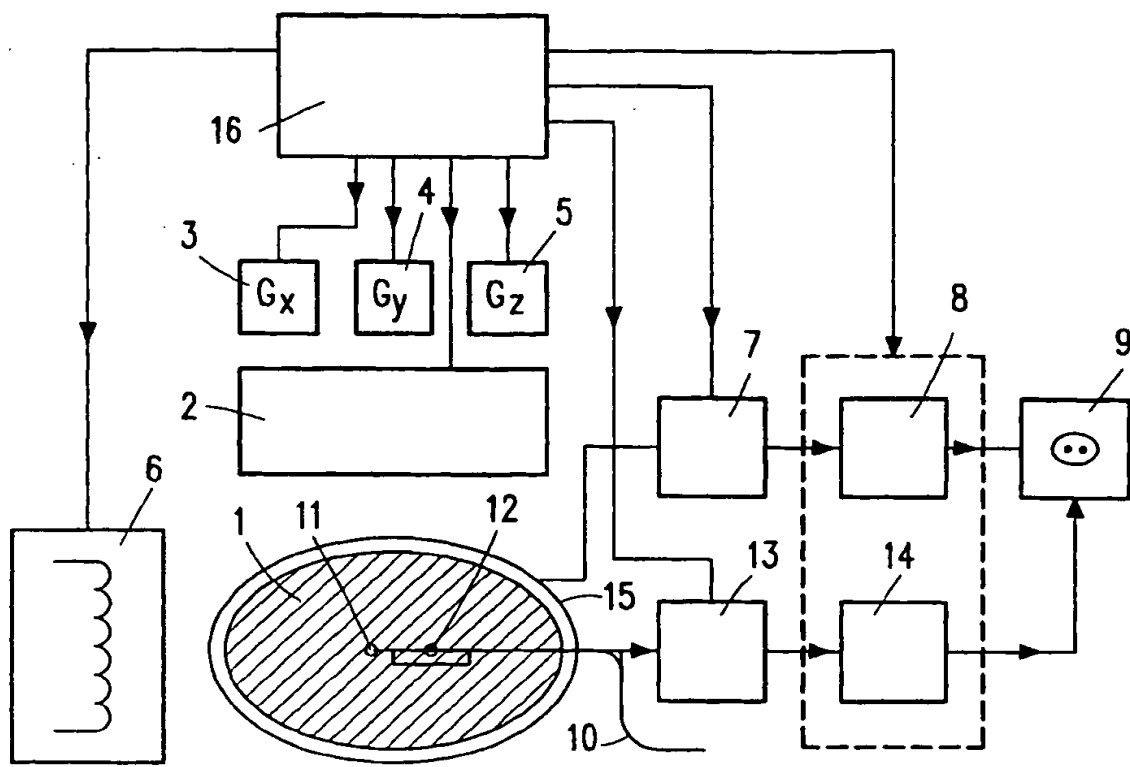


FIG. 1

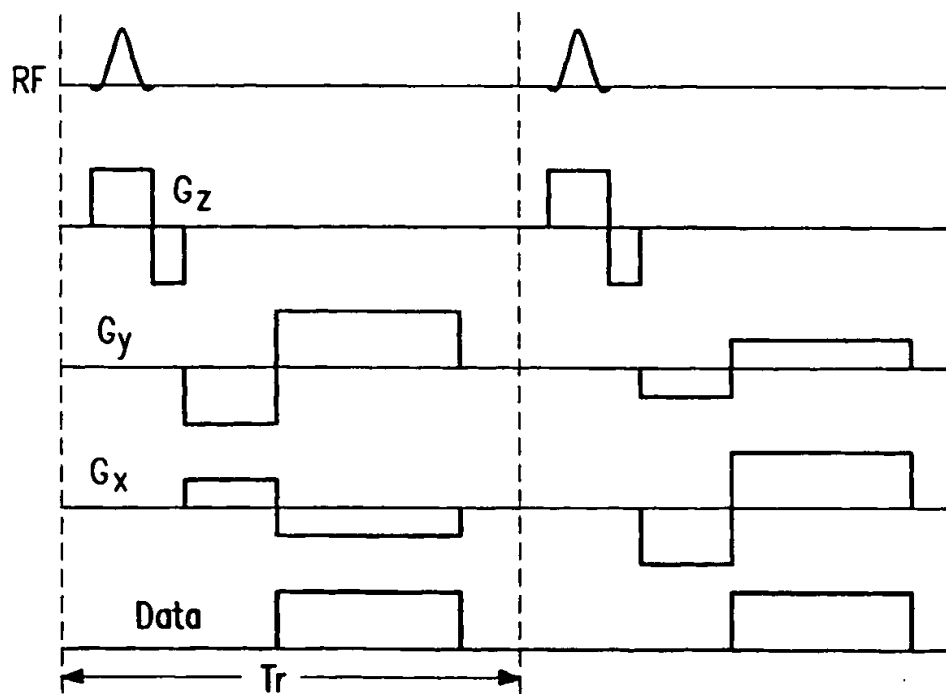


FIG. 2



Europäisches
Patentamt

EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung
EP 96 20 0469

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int.Cl.6)
A	US-A-5 307 808 (DUMOULIN CHARLES L ET AL) 3.Mai 1994 * Spalte 3, Zeile 23 - Spalte 8, Zeile 22; Abbildungen 1-7 * -----	1-5	G01R33/563 A61B5/055
			RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (Int.Cl.6)
			G01R A61B
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Recherchenort MÜNCHEN		Abschließdatum der Recherche 5.Juni 1996	Preis Lersch, W
<p>KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTE</p> <p>X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : nichtschriftliche Offenbarung P : Zwischenliteratur</p> <p>T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentedokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus andern Gründen angeführtes Dokument</p> <p>* : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument</p>			

EPO FORM 1503 (01.12.1994)